



La boucle de conception des verres progressifs

The design loop for progressive lenses

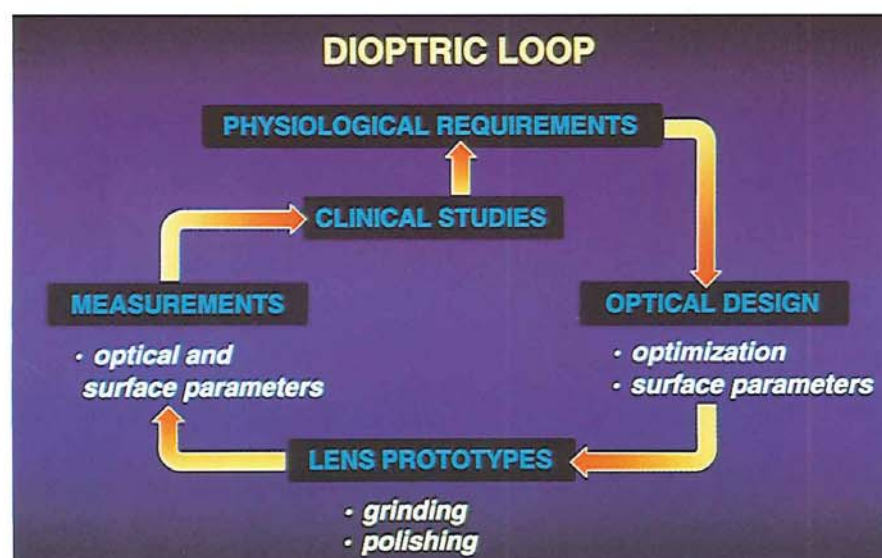


JEAN-LOUIS MERCIER - CHRISTIAN MIEGE - GILLES LE SAUX - JEAN-PIERRE CHAUVÉAU
DÉPARTEMENT RECHERCHE D'ESSILOR - SAINT MAUR - FRANCE

La conception des verres progressifs Essilor obéit à une démarche originale, baptisée « boucle dioptrique ». Elle peut se diviser en cinq étapes essentielles qui sont : la collecte des recommandations physiologiques, les calculs optiques informatiques, la construction des prototypes, la mesure précise des verres obtenus et, enfin (Figure 1), les essais cliniques. Itératif, le processus est répété autant de fois qu'il est nécessaire, jusqu'à l'obtention d'un résultat satisfaisant aux essais cliniques et donc du point de vue du porteur.

The design of Essilor progressive lenses follows an original approach, called a "dioptric loop". It can be divided into five essential stages as follows: the gathering of physiological recommendations, computerised optical calculations, manufacture of the prototypes, precise measurement of the lenses obtained and, finally (Figure 1), clinical trials. Iterative, the process is repeated as often as necessary, until a satisfactory result of the clinical trials is obtained and thus, for the wearer.

Une raison fondamentale a présidé à l'élaboration d'une telle démarche. Tout d'abord, le verre ophtalmique est un instrument d'optique. Comme dans un appareil photo, l'image du paysage doit venir se former sur une surface focale (courbe, celle-ci) : la sphère du remotum du sujet. La physique ne permettant pas, hélas, d'obtenir une image parfaite, sans déviation et avec un contraste excellent, il faut donc gérer un compromis. (Figure 2)



▲ Figure 1 : La boucle dioptrique

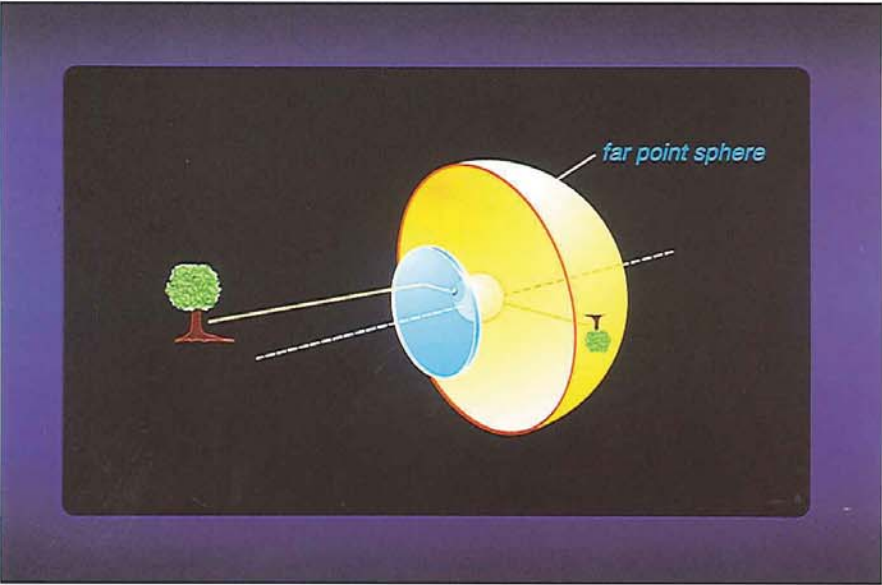
Une fondamentale reason governed the development of such an approach. First of all, the ophthalmic lens is an optical instrument. As in a camera, the landscape image must be formed on a focal surface (a curved one): the subject's far point sphere (remotum). Alas, physics not permitting a perfect image to be obtained, without deviation and with excellent contrast, a compromise has therefore to be reached. (Figure 2).

L'autre raison est qu'il n'existe aucun modèle prédictif ayant résisté à l'expérimentation (contour-plots)

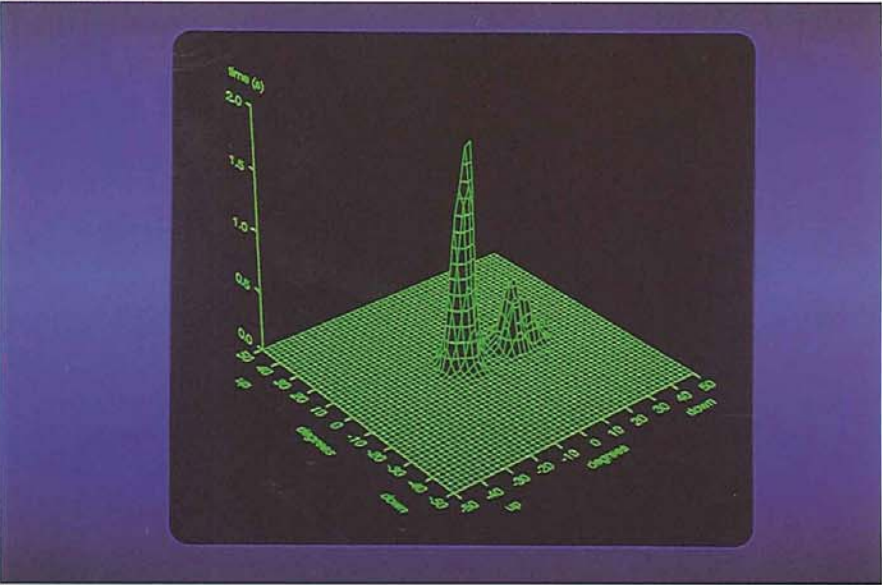
DE LA PHYSIOLOGIE
À L'OPTIQUE

Une fois admise la nécessité d'une démarche pragmatique et non exclusivement mathématique, il est intéressant de comprendre comment s'établissent les ponts entre les mesures physiologiques et le calcul optique par ordinateur. Tous les nombres servant à alimenter le programme de calcul seront classés en trois catégories : poids ou coefficients de pondération, cibles obligatoires, et seuils à ne pas dépasser. Trois exemples illustreront facilement ce classement. Tout d'abord, le temps de pas-

sage de la direction du regard sur un point du verre peut être mesuré et traduit par une courbe dans l'espace (Figure 3). Cette représentation de la densité d'utilisation va entrer dans le processus de conception comme une pondération de l'importance relative de chaque point du verre. Ainsi s'opère la transformation d'une mesure physiologique en coefficient de pondération. Par ailleurs, la trace sur les verres de la ligne de regard principale peut être facilement déduite de l'observation et de la mesure de l'espace du regard du presbyte dans le plan vertical médian, fondement de l'architecture de la paire de verres progressifs (Figures 4 et 5). Cette mesure physiologique permet de fixer à la fois l'emplacement des points dits de la méridienne et leur puissance optique. Les résultats



▲ Figure 2



▲ Figure 3

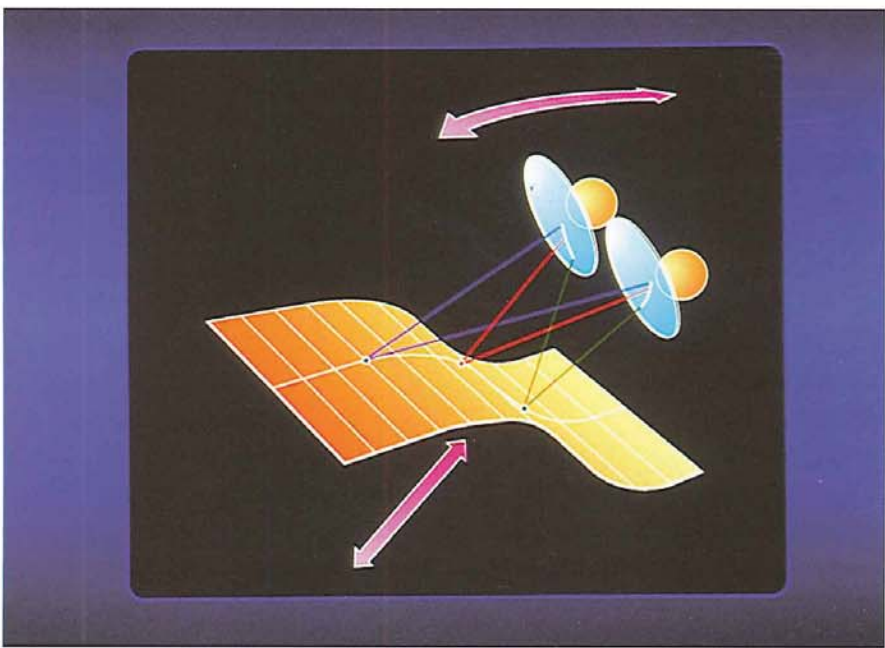
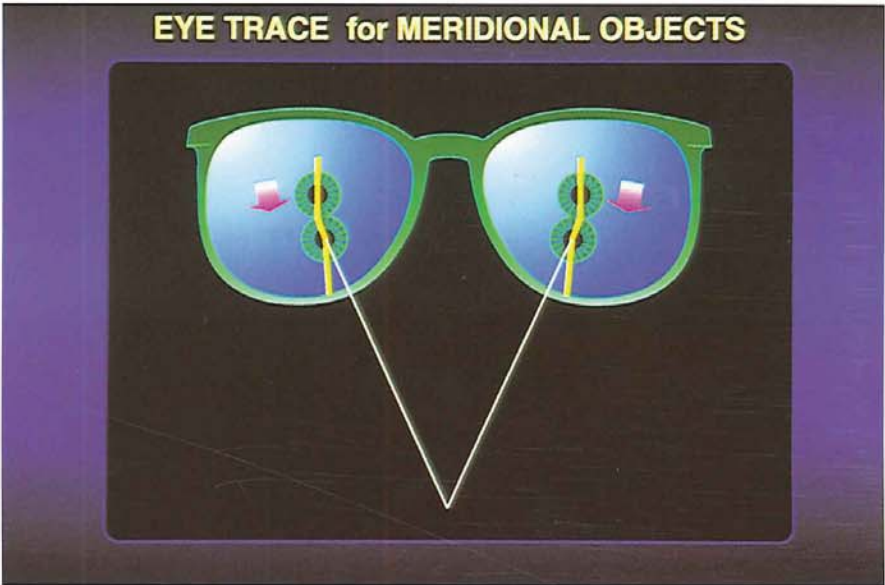


Figure 4



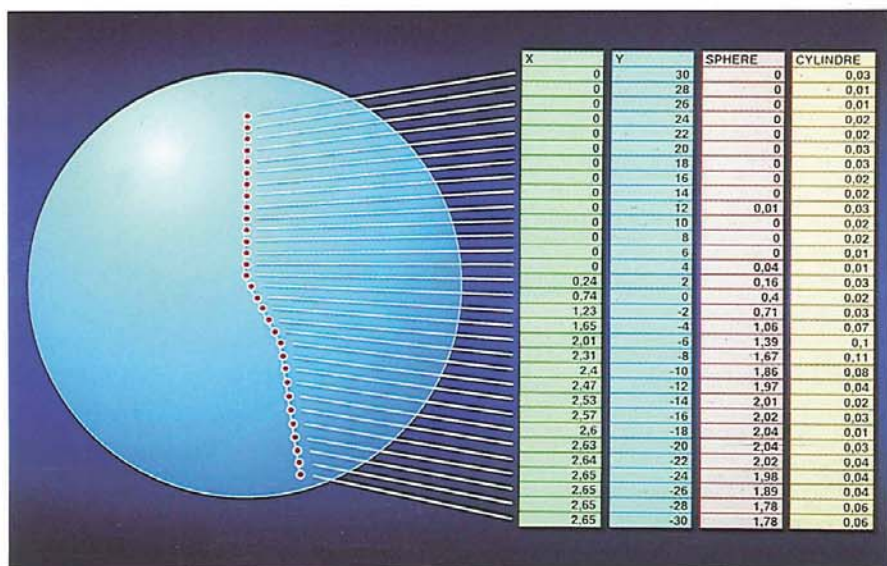
▲ Figure 5 : Tracé des yeux pour les objets dans le plan médian.

The other reason is that no predictive model exists which resists experiments (contour plots).

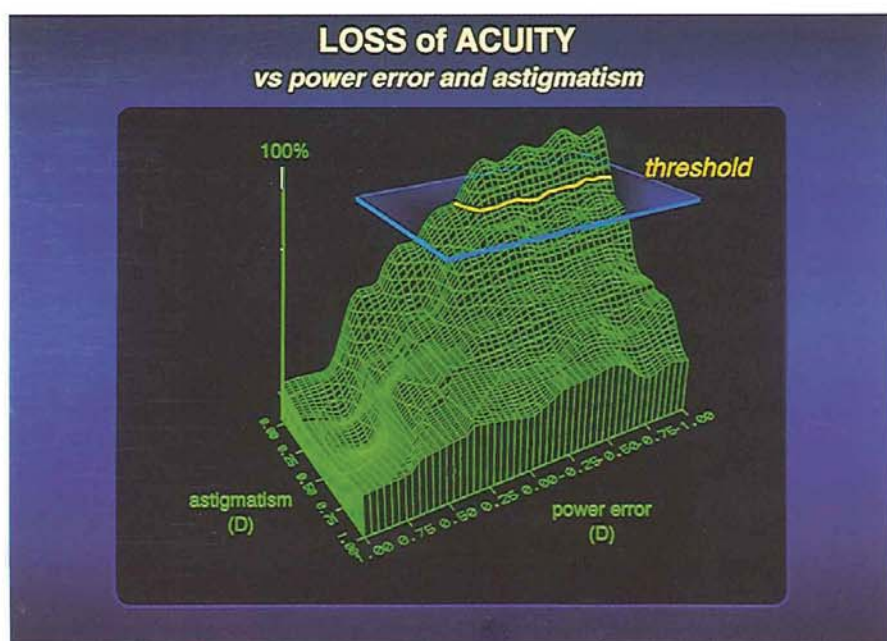
FROM PHYSIOLOGY
TO OPTICS

Once the necessity for a pragmatic and non-exclusively mathematical approach has been admitted, it is interesting to understand how the bridges are established between the physiological measurements and the optical calculations carried out by computer. All the numbers used to feed the calculation program will be classed into three categories: weight or weighting coefficient, mandatory targets, and maximum thresholds. Three

examples will easily illustrate this classification. First of all, the time taken by the direction of the gaze onto a lens point can be measured and translated by a curve in space (Figure 3). This representation of the density of use will enter into the design process as a weighting of the relative importance of each lens point. Thus, a physiological measurement is transformed into a weighting coefficient. Moreover, the trace on the lenses of the primary position of gaze can be easily deduced by observation and measurement of the object space of the presbyopic gaze in the vertical median plane. This leads to the architecture of the pair of progressive lenses (Figures 4 and 5). This physiological measurement



▲ Figure 6



▲ Figure 7 : Perte d'acuité

assemblés sous la forme d'un ensemble (ou fichier) de puissances fixées serviront, dans le processus de conception, de cibles obligatoires associées à un point du verre (Figure 6). Ces cibles devront être atteintes en chaque point, faute de quoi le verre ne remplira pas sa fonction. Enfin, s'aventurant un peu plus loin de la méridienne, c'est-à-dire en s'écartant un peu du plan vertical médian, apparaît le concept de seuil. Les mesures fonctionnelles permettent de déterminer le niveau d'aberration tolérable sans dégradation de l'acuité, donc des seuils d'acuité jugés acceptables par le porteur en fonction de la région du verre (Figure 7). Ces mesures forment des cartes, puis des fichiers numériques de seuils à ne pas dépasser pour un point du verre.

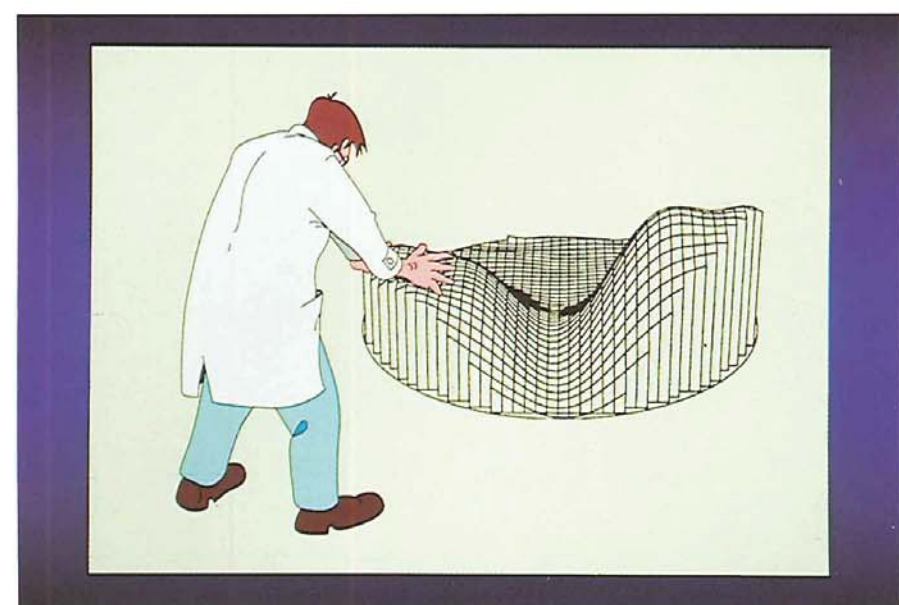
Ces trois exemples illustrent aussi très bien les contraintes pesant sur le processus de conception et qui seront toujours traduites par des pondérations, des cibles ou des seuils. Naturellement, il existe de nombreuses autres contraintes : vitesse de variation de la géométrie, déviations prismatiques, etc. Trop, compte tenu du faible degré de liberté présenté par une surface optique (Figure 8). En effet, les différentes caractéristiques d'un verre ne sont pas indépendantes : en favoriser une conduit forcément à modifier les autres. De même, trop chercher à abaisser un défaut dans une zone a, la plupart du temps, un effet néfaste dans une autre (Figure 9). La solution se trouve donc à nouveau dans la gestion d'un compromis.

makes it possible to fix both the placing of the so-called points of the meridian and their optical power. The results assembled in the form of a set (or file) of fixed powers will be used, in the design process, as mandatory targets associated with a lens point (Figure 6). These targets should be reached in each point, otherwise the lens will not accomplish its function. Finally, venturing off a little farther from the meridian, i.e., getting away a little from the vertical median plane, the threshold concept appears. The functional measurements make it possible to determine the tolerable aberration level without reduction in acuity, i.e., the acuity thresholds considered acceptable by the wearer according to the area of the

lens (Figure 7). These measurements make up maps, then files of the thresholds not to be exceeded for a given point on the lens. These three examples also give a good illustration of the constraints acting on the design process and which will always be translated on the weightings, the targets and the thresholds. Of course, there are numerous other constraints: speed of geometric variation, prismatic deviations, etc. Too many, given the low degree of freedom presented by only one optical surface (Figure 8). In fact, the different characteristics of a lens are not independent: favouring one inevitably leads to modifying the others. Likewise, trying too hard to reduce a fault in one zone has, more often



▲ Figure 8



▲ Figure 9

FONCTION DE MÉRITE ET PROGRAMME D'OPTIMISATION

L'un des outils essentiels de cette gestion est la « fonction de mérite ». Il s'agit, en fait, d'une mesure de l'écart au souhaité (Figure 10), donc d'un nombre assimilable à une note qui serait d'autant meilleure qu'elle tendrait vers zéro. Si le souhaité s'exprime par des cartes de cibles obligatoires et de seuils, assorties des pondérations nécessaires, la fonction de mérite s'écrit mathématiquement sous la forme suivante :

$$MF = \sum_i P_i \sum_j W_j (T_j - A_j)^2$$

Malgré les apparences, cette équation est très simple à analyser. T_j est la cible pour l'aberration j (par exemple, zéro pour l'astigmatisme au point de vision de loin) et A_j , sa valeur courante pour ce même point sur le verre initial. Afin de faciliter la recherche du minimum de la fonction et traiter de la même manière les écarts positifs et négatifs, la différence entre ces deux valeurs ($T_j - A_j$) est élevée au carré. Le résultat obtenu est affecté du coefficient de pondération W_j , spécifique à cette aberration justement en ce point. La somme $\sum_j$ de ces écarts pondérés est elle-même affectée d'un coefficient de pondération P_i , défini pour chaque point i . La fonction de mérite MF est donc la somme $\sum_i$ des contributions de tous les points du verre.

Une façon de représenter ce concept pourrait être celle d'une pile de cartes, chacune représentant un défaut (Figure 11). Le nombre de caractéristiques – donc de contraintes – pris en compte est indéfini et les coefficients, arbitraires, ne peuvent être tirés que du savoir-faire accumulé au cours d'une longue expérience. Ceci montre, par ailleurs, que la prévision de l'acceptation du porteur ne se base plus sur la métrique d'un seul contour plot, mais sur l'analyse quantitative d'un grand nombre d'entre eux, « addition » que le cerveau

humain serait bien en peine de faire seul.

Le pilotage du compromis se fera donc par le choix des cibles, des seuils et des pondérations, le « designer » s'exprimant à travers le réglage de toutes ces clefs. Pour tirer partie de cette mesure du compromis, il manque encore un outil mathématique : le programme d'optimisation. Comme il n'existe, malheureusement, pas de méthode directe donnant le verre demandé sous forme de la solution à un classique système d'équations, il faut donc chercher une méthode indirecte, dite « d'optimisation ». Partant d'un verre déjà largement expérimenté et reconnu par sa fonction de mérite telle qu'elle a été décrite, le programme procède par tâtonnements, cherchant de manière systématique dans

than not, a harmful effect in another (Figure 9).

The solution is therefore to be found again in managing a compromise.

MERIT FUNCTION AND OPTIMISATION PROGRAMME

One of the essential tools for this management is the "merit function". This, in fact, concerns a measurement of the difference between the actual lens and the desired one (Figure 10), thus of a number which can be assimilated to a note which improves as it drops towards zero. If the desired element is expressed by the maps of the mandatory targets and the thresholds, matched with the necessary weightings, the

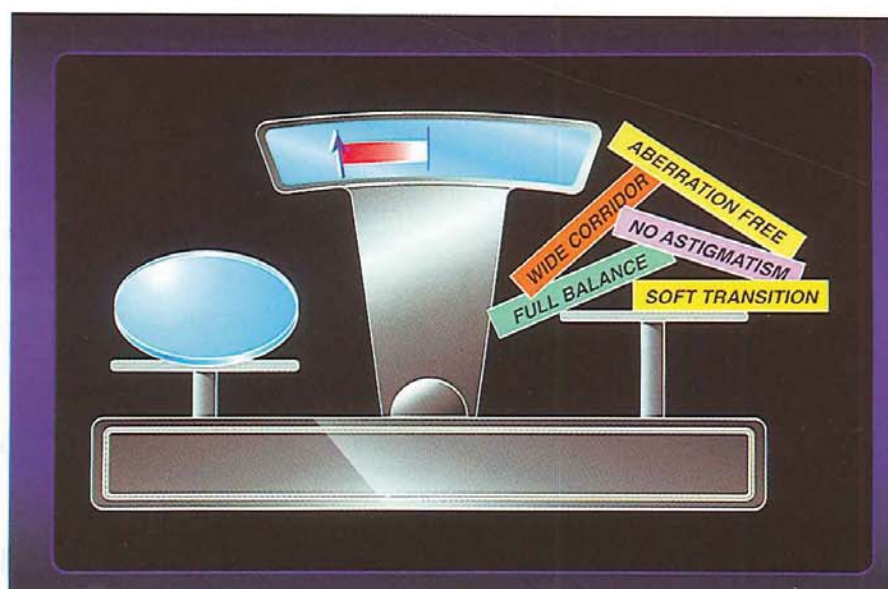
merit function is written mathematically in the following form:

$$MF = \sum_i P_i \sum_j W_j (T_j - A_j)^2$$

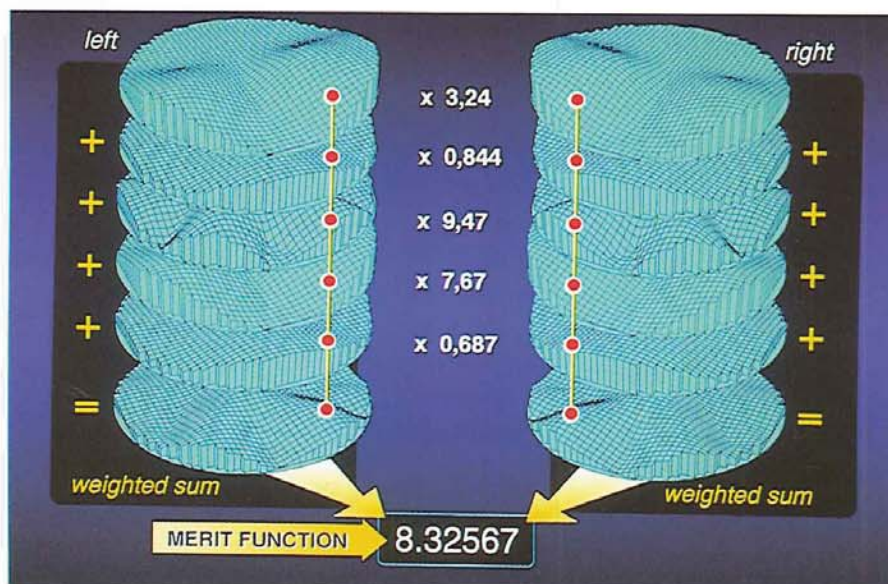
Despite appearances, this equation is very simple to analyse. T_j is the target for the aberration j (for example, zero for astigmatism at the point of distance vision) and A_j , its current value for this same point on the initial lens. In order to make the search for the minimum of the function easier and to process the positive and negative deviations in the same manner, the difference between the two values ($T_j - A_j$) is squared. The result obtained is assigned to the weighting coefficient W_j , specific to this aberration at exactly this point. The sum $\sum_j$ of these weighted deviations is itself assigned to a weighting coefficient P_i , defined for each point i . The merit function MF is therefore the sum $\sum_i$ of the weighted contributions of all the lens points. A way of describing this concept could be with a pile of maps, each one representing a defect (as Figure 11).

The number of characteristics – thus, of constraints – taken into account is indefinite and the coefficients, which are arbitrary, can only be drawn from the knowledge accumulated over a long period of experience. This shows, moreover, that the wearer's estimated level of acceptance is no longer based on contour plots but on the quantitative analysis of a large number of them, an "addition" that the human brain cannot achieve alone.

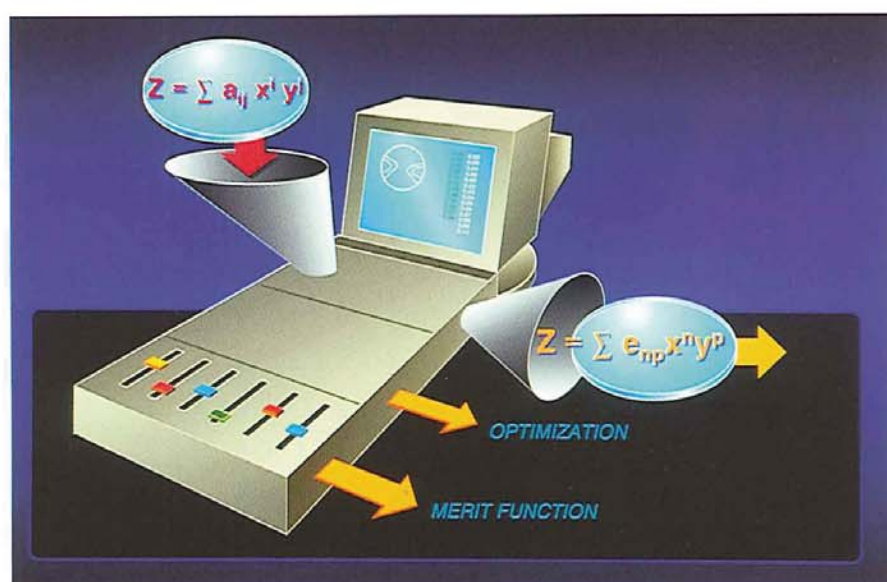
The compromise management will therefore be handled by the choice of targets, thresholds and weights, the designer expressing himself through the adjustment of all these key points. To make use of this compromise measurement, a mathematical tool is still lacking: the optimisation program. As, unfortunately, no direct method exists giving the



▲ Figure 10



▲ Figure 11



▲ Figure 12

quel sens il faut faire varier chaque degré de liberté pour que le verre résultat soit meilleur, au sens du compromis désiré par le designer (Figure 12). De tels outils sont capables de faire varier l'équation de la surface du verre pour faire baisser la fonction de mérite de telle sorte que, si la demande est plausible, le verre d'arrivée aura une meilleure note que celle du verre de départ. La solution n'est pas unique. Ces programmes font normalement partie des bibliothèques de logiciels mathématiques, mais il faut les adapter pour que leurs performances soient conformes à ces exigences très particulières. L'influence de l'opérateur étant, par ailleurs, naturellement prépondérante. Reste encore un rouage indispensable pour que l'ensemble

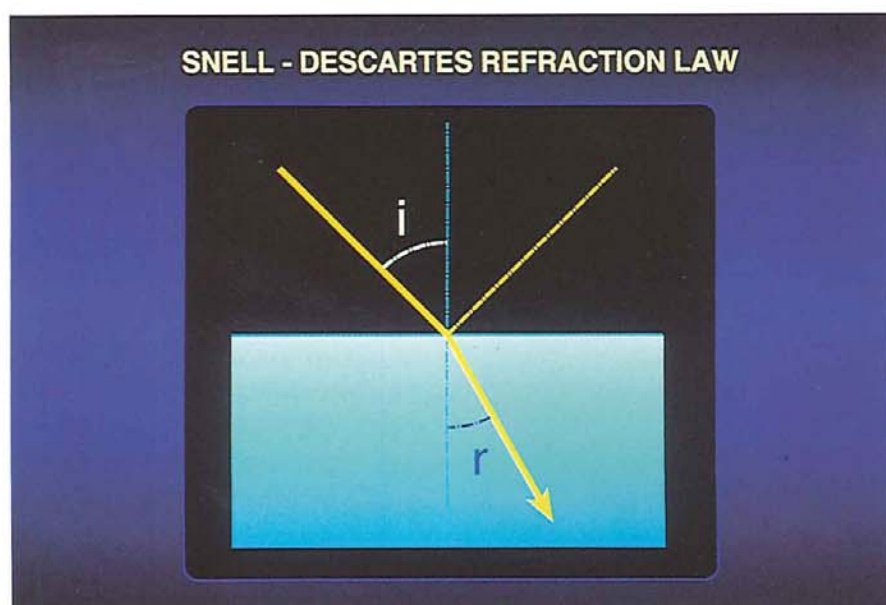
fonctionne. En effet, le programme d'optimisation, pour être en mesure d'évaluer le verre – donc, de prendre en compte des cibles ou des seuils exprimés en puissances, déviations et aberrations –, doit pouvoir « parler optique ». A partir du principe de la réfraction (Figure 13), décliné des milliers, voire des millions de fois par verre, a donc été élaboré un programme de calcul, dit « de tracé de rayon », permettant de retrouver toutes les quantités physiques entrant dans la mesure de l'écart au désiré. Ses résultats comprennent les puissances, les déviations, les nuages de points de l'image ponctuelle, le contraste, etc (Figure 14). Il va de soi que tout changement de l'équation de la surface du verre en modifiera les caractéristiques optiques. Il s'agit, en

required lens in the form of a solution to a classical system of equations, an indirect method, called "optimisation" must be sought. Starting with a lens already considerably experimented and acknowledged by its merit function such as has been described, the program proceeds by trial and error, systematically seeking in what direction it must make each degree of freedom vary so that the resulting lens be the best possible according to the compromise set by the designer (Figure 12). Such tools are capable of making the lens surface equation vary to decrease the merit function so that, if the request is plausible, the final lens will have a better note than the starting one. The solution is not unique. These programs are normally part of the mathematical software library, but they have to be adapted so that their performances are in conformity with these special requirements. The operator's influence being, however, predominant. There is still one key element missing for the entire system to function well. In fact, the optimisation program, to be in a position to evaluate the lens – to take into account the targets or the thresholds expressed in powers, deviations and aberrations – must be able to "speak optics". Starting with the refraction

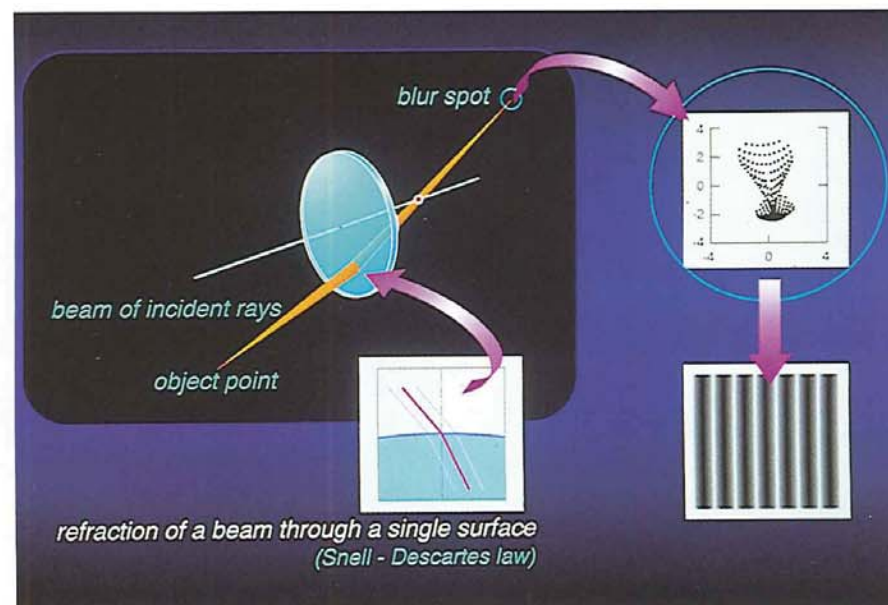
principle (Figure 13), which is applied thousands, even millions of times per lens, a calculation program, called "ray tracing" has therefore been developed, making it possible to find all the physical quantities used in the merit function. Its output comprises the powers, deviations, the clouds of points of the pinpoint object, the contrast, etc. (Figure 14). Obviously, any change in the lens surface equation will modify the optical characteristics. Basically, it is a very classical program which took a lot of work to develop, due to the particular character of ophthalmic optics and, above all, progressive surfaces.

MEASUREMENT OF THE PROTOTYPES

We have now passed the following stages: expression of what we want to achieve in the form of weightings, targets and thresholds; optical calculation giving an optimised lens. After manufacturing the prototypes, with numerical control machines, it remains for us to measure these carefully. The success of this stage demands access to measuring methods making it possible to ensure that these prototype lenses conform to the designer's wishes. But, if the means of optical measuring – therefore rapid –



▲ Figure 13 : La loi de réfraction de Snell-Descartes

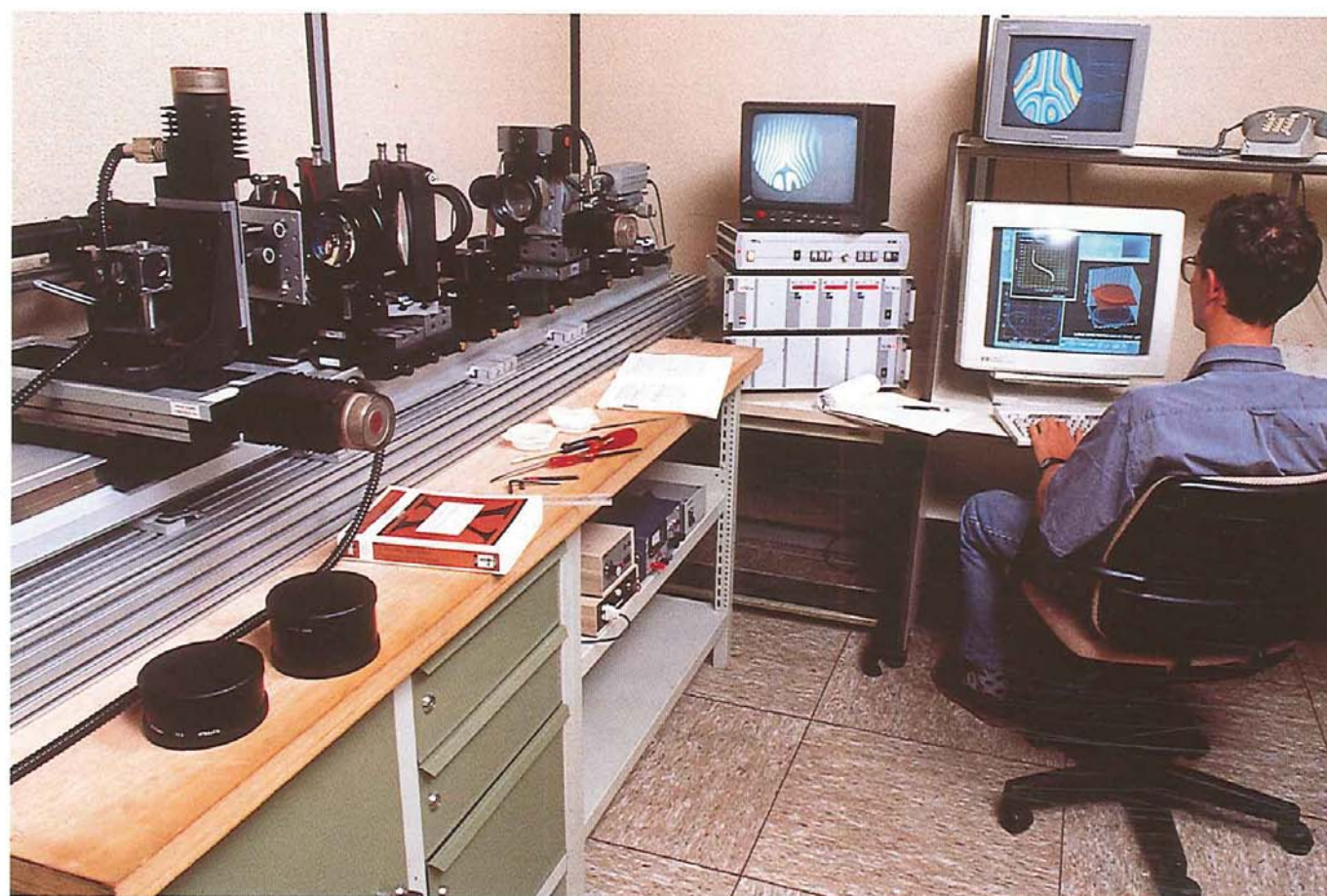


▲ Figure 14

fait, d'un programme très classique dans ses principes, mais qui a fait l'objet d'un long travail de développement, à cause du caractère particulier de l'optique ophtalmique et, surtout, des surfaces progressives.

MESURE DES PROTOTYPES

Nous avons maintenant franchi les étapes suivantes : expression des souhaits sous forme de pondérations, de cibles et de seuils ; calcul optique donnant un verre optimisé. Après la construction des prototypes, avec des machines à commandes numériques, il nous reste à mesurer ceux-ci avec soin. Le succès de la démarche dépend alors de l'accès à des moyens de contrôle permettant



▲ Figure 15 :
Vue générale du déflectomètre - *View of the deflectometer*

“
**Une maîtrise
des surfaces
nettement
supérieure à ce
qu'impose la
Normalisation.**

”

d'assurer que ces verres prototypes sont conformes aux désirs du concepteur. Or, si des moyens de contrôles optiques – donc rapides – existent depuis longtemps, ils sont limités aux surfaces quasi sphériques dont les progressifs sont très éloignés. D'autres méthodes existent, mais elles sont beaucoup trop lentes. C'est pourquoi les laboratoires Essilor ont développé un instrument basé sur un principe origi-

nal : la déflectométrie. Sans analogie avec l'interférométrie, qui s'intéresse aux écarts d'altitude, la déflectométrie mesure la direction des rayons lumineux (Figure 15).

Sur chaque point de la surface du moule, la déviation angulaire est mesurée, puis codée. Un logiciel, constitué d'un programme d'optique muni d'une optimisation, recherche alors de manière systématique l'équation de la surface qui a provoqué une telle déviation. Cet instrument fournit, en trois minutes, les éléments d'une carte caractéristique de la géométrie de toute la surface du moule, permettant d'apprécier son écart au nominal et de le confronter aux tolérances établies physiologiquement. Pour apprécier l'originalité de ces mesures, il faut savoir que les moules issus de la production normale sont contrôlés au même titre que les verres participant aux essais cliniques. Il s'agit donc de pièces produites en masse, dont la mesure est effectuée au dixième de micron et qui seraient rejetées si elles présentaient des écarts supérieurs à quelques microns.

are in existence for a long time, they are limited to almost spherical surfaces which are very far from the progressive lens. Other methods exist, but they are much slower. This is why Essilor laboratories have developed an instrument based on an original principle: deflectometry. Without any analogy with interferometry, which deals with altitude deviations, deflectometry measures the direction of luminous rays (Figure 15).

On each point of the surface of the mould, the angle deviation is measured, then coded. A software program, made up of an optical program provided with an optimisation, then systematically searches the surface equation which has provoked such a deviation. In three minutes, this instrument provides the elements of a characteristic map of the geometry of the entire surface of the mould, making it possible to appreciate its deviation from the nominal and to confront it with the physiologically established tolerances. To appreciate the originality of these measurements, it should be known that

the moulds coming from normal production are monitored in the same way as the lens used in the clinical trials. It therefore concerns items that are mass-produced, of which the measurement is carried out to the tenth of a micron and which will be rejected if they present deviations

“
**A mastering
of surfaces
much greater
than the
Standard
Regulations
impose.**

”

Cela conduit à une maîtrise des surfaces nettement supérieure à ce qu'impose la Normalisation, qui ne considère que les deux points de mesure VL et VP.

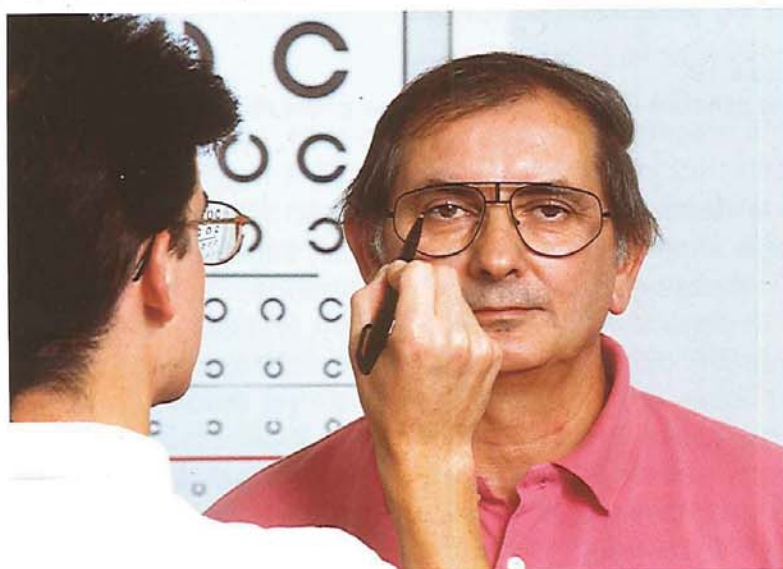
LES ESSAIS CLINIQUES

Cependant, malgré le soin apporté au relevé des données physiologique, à leur traduction numérique et à leur prise en compte dans une fonction de mérite, il peut arriver, à cause de l'absence de modèle prédictif, que l'appréciation du porteur ne soit pas à la hauteur des espoirs. Il s'agit là d'une étape charnière de cette boucle itérative, mise en place précisément pour pallier l'absence de critère unique expérimentalement corrélé aux impressions du porteur. A ce stade, des études en double aveugle sophistiquées sont menées très rigoureusement. Les porteurs cobayes sont interrogés avec beaucoup de précautions (Figure 16), pour éliminer les biais, et font l'objet de mesures objectives et subjectives (Figures 17 et 18). Si tout se passe comme prévu, le prototype peut poursuivre sa carrière : il est alors commercialisé ou conservé en portefeuille, sinon, l'expérience accumulée pendant ce pseudo-échec alimentera positivement la boucle suivante.

Ce processus de conception est entièrement dédié au porteur qui reste, malgré toute la technicité des moyens mis en œuvre, le seul véritable juge. Du point de vue du constructeur, il permet cependant de tirer partie des semi-succès, voire des échecs, pour améliorer constamment le management du compromis. Enfin, nous pensons que cette démarche ouverte et humble devant les faits nous permettra de ne pas passer à côté des progrès qui restent encore à venir. ■



▲ Figure 16 :
Les porteurs cobayes sont interrogés avec beaucoup de précautions...
The test wearers are questioned with great precaution...



▲ Figure 17 :
...pour éliminer les biais...
...to eliminate any bias...



▲ Figure 18 :
...et font l'objet de mesures objectives et subjectives.
...and are the subject of objective and subjective measurements.

greater than a few microns. This leads to a mastering of surfaces much greater than the Standard Regulations impose, which only take into account the two measuring points, DV and NV.

THE CLINICAL TRIALS

However, despite the care taken in noting the physiological data, in translating them into digital terms and taking them into account in a merit function, it can happen, due to the absence of a predictive model, that the wearer's appreciation does not come up to expectations. This concerns a key step in this iterative loop, implemented precisely to compensate for the absence of a unique criterion experimentally correlated to the wearer's impressions. At this point, sophisticated double-blind studies are carried out under strict conditions. The test wearers are questioned with great precaution (Figure 16), to eliminate any bias, and are the subject of objective and subjective measurements (Figures 17 and 18). If all goes as planned, the prototype can continue its career: it is then marketed or retained in portfolio, otherwise, the experience accumulated during this pseudo-failure will positively feed the following loop.

This design process is entirely devoted to the wearer who remains, despite all the technical means used, the only true judge. From the manufacturer's point of view, it however enables him to take advantage of near successes, even from failures, so that he can constantly improve the management of compromise. Finally, we think that this open and humble approach when faced with the facts, will prevent us from missing the opportunities that future progress will offer. ■